

UNIVERSITE PAUL SABATIER TOULOUSE

U.E.R. DES SCIENCES MEDICALES

ANNÉE UNIVERSITAIRE 1974-75

THÈSE N°88

THESE

pour le DOCTORAT D'ETAT EN MEDECINE

présentée et soutenue publiquement en novembre 1974

PAR

HENRI SEGUR

ETUDE DE LA VASCULARISATION DE LA JAMBE PAR LA PLETHYSMOGRAPHIE

(PLETHYSMOGRAPHIE D'IMPEDANCE ELECTRIQUE
PLETHYSMOGRAPHIE PAR LA JAUGE DE CONTRAINTE
AU MERCURE)

JURY

MM. P. MONTASTRUC
J.-P. GERAL
J.-P. BOUNHOURE
F. GALINIER
J.-P. BESOMBES

Président
Assesseur
Assesseur
Assesseur
Suppléant

UNIVERSITE PAUL SABATIER TOULOUSE

U.E.R. DES SCIENCES MEDICALES

ANNÉE UNIVERSITAIRE 1974-75

THÈSE N°88

THESE

pour le DOCTORAT D'ETAT EN MEDECINE

présentée et soutenue publiquement en novembre 1974

PAR

HENRI SEGUR

ETUDE DE LA VASCULARISATION DE LA JAMBE PAR LA PLETHYSMOGRAPHIE

(PLETHYSMOGRAPHIE D'IMPEDANCE ELECTRIQUE
PLETHYSMOGRAPHIE PAR LA JAUGE DE CONTRAINTE
AU MERCURE)

JURY

MM. P. MONTASTRUC
J.-P. GERAL
J.-P. BOUNHOURE
F. GALINIER
J.-P. BESOMBES

Président
Assesseur
Assesseur
Assesseur
Suppléant

UNIVERSITY OF LEIDEN

LIBRARY

THESE

PAR LA FACULTÉ DE MÉDECINE

DE LEIDE

ÉTUDE DE LA VASCULARISATION

DE LA JAMBE

PAR LA FACULTÉ DE MÉDECINE



PLÉTHYSMOGRAPHIE ET PLÉTHYSMOGRAPHIE
PAR LA FACULTÉ DE MÉDECINE

UNIVERSITE PAUL SABATIER

Président de l'Université
1^{er} Vice-Président
2^e Vice-Président

M. LARENG
M. MATHIS
M. MARTIN

TABEAU DU PERSONNEL

UNITES D'ENSEIGNEMENT ET DE RECHERCHE DES SCIENCES MEDICALES

Directeur de l'Unité des Sciences Médicales M. BOLLINELLI
Toulouse-Purpan
Directeur de l'Unité des Sciences Médicales M. ENJALBERT
Toulouse-Rangueil

HONORARIAT

Doyen honoraire	M. CALVET
Doyen honoraire	M. BRUSTIER
Doyen honoraire	M. LAZORTHES
Professeur honoraire	M. VALLOIS
Professeur honoraire	M. TAPIO
Professeur honoraire	M. DELAS
Professeur honoraire	M. RISER
Professeur honoraire	M. BUGNARD
Professeur honoraire	M. VINCENT
Professeur honoraire	M. MOREL
Professeur honoraire	M. BOUISSET
Professeur honoraire	M. CALMETTES
Professeur honoraire	M. THOMAS
Professeur honoraire	M. LAGROT
Professeur honoraire	M. DESFORGES-MERIEL
Professeur honoraire	M. FABRE P.
Professeur honoraire	M. JAHIER
Professeur honoraire	M. SENDRAIL
Professeur honoraire	M. PONS
Professeur honoraire	M. SOREL
Professeur honoraire	M. PLANQUES
Professeur honoraire	M. MARQUES

PROFESSEURS

Clinique Médicale et Cardiologie	M. DARDENNE	Purpan
Clinique Médicale Sud	M. GADRAT	Purpan
Clinique Chirurgicale	M. GEDEON	Rangueil
Clinique Chirurgicale A et Gynécologie	M. POULHES	Rangueil
Clinique Chirurgicale B et du Cancer	M. GRIMOUD	Purpan
Clinique Chirurgicale Infantile	M. PASQUIE	Purpan
et Orthopédie		
Clinique Chirurgicale Orthopédique	M. FICAT	Rangueil
et Traumatologie		
Clinique de Chirurgie Cardio-vasculaire	M. ENJALBERT	Rangueil
Cliniques des Maladies Cutanées	M. BAZEX	Purpan
et Syphilitiques		
Clinique des Maladies des Voies urinaires	M. LHEZ	Rangueil
Clinique des Maladies Infectieuses	M. ARMENGAUD	Purpan
Clinique Médicale Infantile A	M. DALOUS	Purpan

Clinique Médicale Infantile B	M. REGNIER	Purpan
Clinique de Neuro-Chirurgie	M. LAZORTHES G.	Rangueil
Clinique Neurologique et Psychiatrique	M. GERAUD	Rangueil
Clinique Obstétricale	M. PONTONNIER	Rangueil
Clinique Stomatologique et Chirurgie	M. CADENAT	Rangueil
Maxillo-faciale		
Clinique Ophtalmologique	M. DEODATI	Rangueil
Clinique O.R.L. et Chirurgie Maxillo-faciale	M. CLAUD	Rangueil
Clinique de Pneumo-phthisologie	M. DELAUDE	Purpan
Clinique Rhumatologique	M. RUFFIE R.	Purpan
Accouchement et Obstétricie Sociale	M. MONROZIES	Purpan
Anatomie	M. BASTIDE	Purpan
Anatomie Pathologique	M. FABRE J.	Purpan
Anatomie Appliquée	M. JUSKIEWENSKI	Rangueil
Anesthésie et Réanimation	M. LARENG L.	Purpan
Bactériologie et Virologie	Mme ENJALBERT	Rangueil
Biophysique Médicale A	M. AUVERGNAT	Purpan
Biophysique Médicale B	M. BRU	Rangueil
Cardiologie Clinique et Expérimentale	M. CALAZEL	Rangueil
Biochimie Médicale	M. VALDIGUIE P.	Purpan
Electro-Radiologie	M. ROULLEAU	Rangueil
Embryologie Générale	M. BROUSSY J.	Purpan
Hématologie	M. BIERME	Rangueil
Histologie	M. BIMES	Rangueil
Hydrologie, Thérapeutique et Climatologie	M. DENARD	Purpan
Hygiène et Médecine Sociale	M. MONNIER	Purpan
Immunologie	M. DUCOS	Purpan
Médecine Légale et Médecine du Travail	M. GREZES-RUEFF	Purpan
Pathologie Chirurgicale	M. DAMBRIN	Purpan
Pathologie Générale et Médecine	M. BOULARD	Purpan
Expérimentale		
Pathologie Médicale	M. RIBAUT	Purpan
Physiologie	M. BESSOU	Purpan
Physiologie Appliquée et Pharmacologie	M. BAISSET	Rangueil
Sémiologie et Clinique Médicale	M. LAPORTE J.	Purpan
Thérapeutique	M. DARNAUD	Rangueil

PROFESSEURS A TITRE PERSONNEL

Anatomie Pathologique	M. BOUISSE	Rangueil
Biochimie Médicale	M. DOUSTE-BLAZY	Rangueil
Dermatologie-Vénérologie	M. DUPRE	Rangueil
Histologie et Embryologie	M. GUILHEM	Rangueil
Histologie et Embryologie	M. PLANEL	Purpan
Neurologie et Neuro-Psychologie	M. RASCOL	Purpan
Physiologie et Pharmacologie	M. MONTASTRUC	Purpan
Pneumo-Phthisologie	M. MIGUERES	Rangueil

Médecine Interne	M. LE TALLEC	Rangueil
Psychiatrie	M. GAYRAL	Purpan
Ophthalmologie	M. BEC	Purpan
Médecine Générale	M. ARLET	Rangueil
Neuro-Chirurgie	M. ESPAGNO J.	Purpan

PROFESSEURS SANS CHAIRE

Anatomie Pathologique	M. FABRE Jean	Purpan
Bactériologie, Parasitologie, Virologie	Mme LARENG M.B.	Purpan
Biochimie Médicale	M. VALDIGUIE Pierre	Rangueil
Biophysique	M. GUIRAUD R.	Purpan
Carcinologie	M. ESTRADÉ	Purpan
Chirurgie Générale	M. SARRAZIN	Rangueil
Chirurgie Générale	M. ESCAT J.	Rangueil
Chirurgie Générale	M. COSTAGLIOLA	Purpan
Chirurgie Infantile	M. GAUBERT	Rangueil
Chirurgie Thoracique et Cardio-vasculaire	M. ESCHAPASSE	Purpan
Médecine Générale et Thérapeutique	M. BES	Rangueil
Médecine Générale Thérapeutique	M. BOLLINELLI	Purpan
Médecine Générale	M. SUC	Rangueil
Médecine Interne	M. RIBET	Rangueil
Orthopédie, Traumatologie, Chirurgie	M. FEDOU R.	Purpan
Plastique	M. UTHEZA	Purpan
Parasitologie	M. LARROUY	Purpan
Physiologie	M. GERAL	Rangueil
Physiologie	M. PAGES B.	Purpan
Radiologie	M. COMBES	Purpan

MAITRES DE CONFERENCES AGREGES

Anatomie et Organogénèse	M. BECUE	Rangueil
Anatomie et Organogénèse	M. COMBELLES	Purpan
Anatomie Pathologique	M. RUMEAU J.L.	Rangueil
Anesthésiologie	M. VIRENOUE C.	Rangueil
Anesthésiologie	M. CATHALA B.	Purpan
Bactériologie-Virologie	Mme DIDIER	Rangueil
Biophysique	M. REGIS	Rangueil
Cancérologie	M. CARTON M.	Rangueil
Cardiologie	M. BERNADET	Rangueil
Cardiologie	M. BOUNHOURE	Rangueil
Chirurgie Générale	M. GOUZI	Rangueil
Chirurgie Générale	M. LAZORTHE Fr.	Purpan

Chirurgie Thoracique et Cardio-vasculaire	M. PUEL	Rangueil
Chirurgie Thoracique et Cardio-vasc.	M. GAILLARD J.	Purpan
Endocrinologie -Métabolisme Nutrition	M. BAYARD Fr.	Purpan
Gynécologie et Obstétrique	M. PONTONNIER G.	Rangueil
Hépatogastro-entérologie	M. PASCAL	Purpan
Histologie, Embryologie, Cytogénétique	M. SOLEILHAVOUP	Purpan
Immunologie, Hématologie. Maladies du Sang	M. COLOMBIES	Purpan
Médecine Interne	M. GALINIER	Purpan
Médecine légale et toxicologie	M. ARBUS L.	Rangueil
Médecine du Travail	M. PUJOL M.	Purpan
Néphrologie	M. CONTE J.	Purpan
Neurochirurgie	M. LAZORTHES Y.	Rangueil
Neurologie	M. GUIRAUD-CHAUMEL	Purpan
O.R.L.	M. LACOMME	Purpan
Orthopédie, Traumatologie, Chirurgie	M. GAY	Purpan
Parasitologie	M. SECUELA J.L.	Rangueil
Plastique et Reconstructive		
Pédiatrie Génétique Médicale	M. BARTHE Ph.	Purpan
Pédiatrie Génétique Médicale	M. GHISOLFI	Purpan
Pédiatrie Génétique Médicale	M. ROCHICCIOLI	Rangueil
Pneumo-phthisiologie	M. ALBADEDE J.L.	Purpan
Pneumo-phthisiologie	M. JOVER	Rangueil
Physiologie	M. BESOMBES	Purpan
Psychiatrie	M. MORON	Rangueil
Radiologie	M. MANELFE	Rangueil
Radiologie	M. PUTOIS	Purpan
Rhumatologie	M. FOURNIE A.	Purpan
Stomatologie	M. FABIE	Rangueil
Rééducation Fonctionnelle et Hydrologie		
Thérapeutique, Réanimation Médicale	M. SALVADOR	Purpan
Urologie	M. PONTONNIER F.	Purpan

AGREGES LIBRES

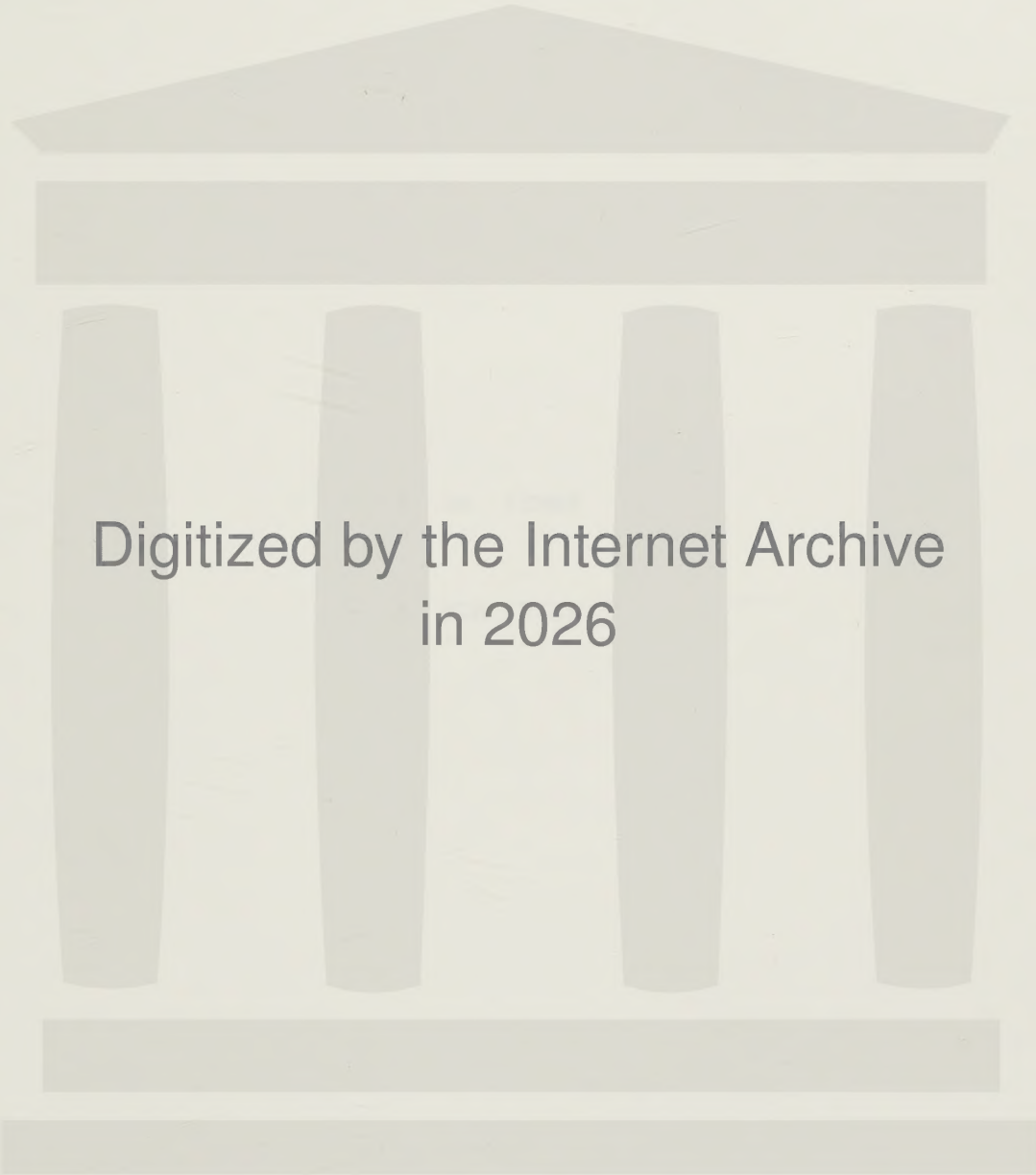
Chirurgie Générale	M. SOUQUET	Purpan
Pathologie Expérimentale	M. GLEIZES	Purpan
Obstétrique	M. ESPAGNO G.	Rangueil

ADMINISTRATION

Secrétaire Général de l'Université	M. PRINEAU
------------------------------------	------------

Liste arrêtée le 1 Octobre 1974

L'Université Paul Sabatier déclare n'être pas responsable des opinions émises par les candidats. (Délibération en date du 12 Mai 1991)



Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41546613_0021

- A MA FEMME

- A MON FILS

A MES PARENTS

A MES BEAUX-PARENTS

A NOS GRANDS-PARENTS

A TOUTE MA FAMILLE

A TOUS MES AMIS

A NOTRE PRESIDENT DE THESE :

Monsieur le Professeur Paul MONTASTRUC
Professeur de Physiologie et de
Pharmacologie

Vous nous faites le grand honneur
d'accepter la présidence de notre
jury de thèse.

Nous vous exprimons, ici, l'expression
de notre profonde reconnaissance et
de notre respectueux attachement.

A NOTRE JURY DE THESE :

Monsieur le Professeur Jean - Pierre GERAL
Professeur de Physiologie
Biologiste des Hôpitaux

Nous vous remercions pour la grande
bienveillance avec laquelle vous nous
avez toujours accueilli.
Nous vous exprimons notre reconnaissance
pour l'intérêt que vous nous portez, en
nous faisant l'honneur de juger ce travail.

Monsieur le Professeur Jean - Paul BOUNHOURE
Maître de Conférences - Agrégé de Cardiologie
Médecin des Hôpitaux

Nous vous exprimons notre profond
respect pour votre haute compétence
et nous vous remercions de bien vou-
loir siéger à notre jury de thèse.

Monsieur le Professeur Fernand GALINIER
Maître de Conférences - Agrégé de
Médecine Interne

Nous vous remercions pour votre
enseignement médical et pour la
constante gentillesse que vous
nous avez toujours manifestée.

En témoignage de notre reconnais-
sance.

Monsieur le Professeur Jean - Paul BESOMBES
Maître de Conférences - Agrégé de physiologie
Biologiste des Hôpitaux

Nous avons été très sensibles à votre
enseignement et à votre compréhension.

Veuillez trouver, ici, l'expression
de notre gratitude.

Nous remercions particulièrement :

Monsieur le Docteur Elie EDMOND
Médecin-chef du service de Cardiologie
du Centre Hospitalier de Castres

Vous nous avez inspiré le sujet de cette thèse, et guidé avec bienveillance dans votre service où, quotidiennement, nous avons bénéficié de vos connaissances et de votre expérience personnelle.

Veuillez trouver, ici, l'expression de notre admiration et de notre profond attachement.

Monsieur le Docteur Pierre FOULHOUX
Centre de Recherche Pierre FABRE

Vous avez conduit l'essentiel de ce travail avec compétence et générosité.

Nous vous exprimons, ici, notre sincère gratitude.

Monsieur le Docteur François BONNET
Directeur Médical des Laboratoires Pierre FABRE

Monsieur le Docteur Jean - Claude RUMEAU
Centre de Recherche Pierre FABRE

En vous remerciant pour l'aide
précieuse que vous nous avez apportée.

Nous remercions les Laboratoires Pierre FABRE pour leur
importante contribution à ce travail.

I N T R O D U C T I O N

Il est souvent très difficile d'avoir une idée exacte de la vascularisation au niveau des jambes ; pourtant, il existe une pathologie artérielle périphérique dominée par l'athérosclérose oblitérante des membres inférieurs, et une pathologie veineuse périphérique tout aussi importante comprenant les varices et les thrombose veineuses.

Pour réaliser l'étude de cette vascularisation, nous avons la possibilité d'utiliser plusieurs moyens.

* D'abord, les moyens cliniques classiques, qui sont facilement utilisables et dont on connaît tout l'intérêt mais aussi les limites :

- la courbe oscillométrique
- la palpation des pouls périphériques et l'auscultation des gros troncs artériels
- l'appréciation de l'état trophique et de la température cutanée.

* Ensuite, les méthodes d'exploration circulatoire sanglantes telles que :

- l'artériographie
- la vasographie sérielle

qui fournissent les résultats les plus précis et les plus fiables ; qui nécessitent une ambiance et une équipe chirurgicale.

* Enfin, les techniques externes qui permettent un enregistrement graphique traduisant l'état de la vascularisation périphérique.

.../...

Ce sont :

- la pléthysmographie d'impédance électrique qui explore la circulation artérielle
- la pléthysmographie par la jauge de contrainte au mercure, qui explore, quant à elle, les variations lentes de volume des vaisseaux capacitifs : en particulier, vaisseaux veineux et liquide interstitiel au niveau du segment corporel étudié.

Nous avons retenu ces deux derniers moyens d'étude pour notre expérimentation car ils nous ont paru :

- d'une part apprécier de façon satisfaisante la vascularisation au niveau de la jambe
- d'autre part, être facilement réalisables puisque ce sont des méthodes externes pouvant être appliquées sur n'importe quel sujet.

Après un premier chapitre traitant de ces différents moyens, nous envisagerons, dans un deuxième la technique de notre expérimentation. Puis dans un troisième, nous exposerons les résultats obtenus et leur discussion.

Nous terminerons, enfin, par un chapitre comprenant les conclusions que l'on peut tirer de cette étude.

MOYENS	D'ETUDE
--------	---------

I - MOYENS CLINIQUES SIMPLES

A - LA COURBE OSCILLOMETRIQUE :

A l'aide de l'appareil de Pachon, on observe les pulsations de l'artère que l'on comprime avec des contre-pressions variables. On commence d'abord par une contre-pression supérieure à la pression systolique maximale et on décomprime centimètre de mercure par centimètre de mercure.

Chaque fois, l'amplitude de l'oscillation est notée et reportée sur un graphique. Il est alors facile de déterminer l'indice oscillométrique qui est la valeur de la plus grande oscillation.

La courbe oscillométrique nous renseigne sur l'élasticité des artères ; mais, leur étude doit être complétée par la palpation des pouls périphériques et l'auscultation des gros troncs artériels.

B - PALPATION DES POULS PERIPHERIQUES - AUSCULTATION DES GROS TRONCS ARTERIELS :

Dès que l'on soupçonne une atteinte artérielle par la symptomatologie fonctionnelle, on peut en apprécier le degré par la palpation des pouls périphériques :

- artères fémorales au niveau de l'arcade crurale
- artères poplitées derrière le genou
- artères tibiales postérieures derrière la malléole interne
- artères pédieuses devant le cou de pied (dans le 2ème espace interdigital).

.../...

La diminution ou la disparition des pouls affirme le diagnostic et permet de présumer le niveau de l'oblitération artérielle.

L'auscultation des fosses iliaques et des axes fémoraux est indispensable pour dépister une sténose modérée qui se traduit par un souffle systolique de timbre aigu (9).

C - ETAT TROPHIQUE DU MEMBRE - TEMPERATURE CUTANEE :

Les troubles trophiques sont d'apparition tardive : simple chute des poils, peau luisante, amyotrophie et au maximum gangrène.

La température cutanée nous renseigne sur l'état de la circulation locale bien que son appréciation manuelle soit très grossière. Actuellement, il est possible d'avoir une valeur exacte de la température cutanée mais il faut pour cela un appareillage lourd et coûteux : thermocouples, thermistors, caméra à infrarouge. Toutefois, depuis 1964, date à laquelle FERGASON a mis au point les cristaux liquides (22) on apprécie plus rapidement la température cutanée ; mais l'utilisation est limitée par le fait qu'il faut manipuler à température constante c'est-à-dire dans un local climatisé, afin d'avoir des résultats valables et comparables (1).

Les cristaux liquides utilisés en thermographie sont des esters de cholestérol en solution chloroformique, qui, appliqués sur un fond noir, traduisent une température par une couleur. Actuellement, nous disposons de micro-cristaux encapsulés qui sont d'un emploi plus commode (7).

Ces différents moyens simples nous permettent, en présence d'une atteinte artérielle qui est fortement soupçonnée par la symptomatologie fonctionnelle, de poser le diagnostic. Mais, le degré même de l'atteinte doit être lui, précisé par des moyens sanglants.

II - MOYENS D'EXPLORATION CIRCULATOIRE SANGLANTS :

A - L'ARTERIOGRAPHIE :

L'opacification artérielle périphérique doit nécessairement intéresser, non seulement les artères des membres, mais aussi l'aorte abdominale et les iliaques (14). La technique d'opacification dépend des constatations cliniques :

- aortographie par voie translominaire lorsque les pouls fémoraux sont abolis
- opacification par voie artérielle fémorale rétrograde par la technique de SELDINGER dans les autres cas (14).

L'artériographie est d'un grand intérêt car elle montre le niveau des sténoses ou des oblitérations artérielles, la qualité du lit d'aval, enfin, l'importance de la circulation collatérale.

B - LA VASOGRAPHIE SERIELLE :

La vasographie permet l'étude des vaisseaux terminaux qui se situent entre le système veineux et le système artériel, permettant au sang d'être distribué aux tissus dans la mesure de leurs besoins (25).

Par ponction percutanée d'une branche de l'une des artères principales des extrémités, on injecte un liquide de contraste soluble dans l'eau. Une série de 10 films à rayons X (les sept premiers à intervalle de 2 à 3 secondes et les trois derniers à intervalle de 5 à 10 secondes) révèle toutes les phases de la circulation périphérique (24).

La vasographie sérielle est une méthode qui a été utilisée pour l'étude des troubles vasculaires périphériques, étant donné qu'elle permet l'étude de toutes les phases du flux sanguin. Mais, elle est coûteuse et ne peut être réalisée qu'en milieu hospitalier.

III - MOYENS TECHNIQUES EXTERNES :

Nous avons limité notre étude aux seuls moyens retenus pour notre expérimentation en disant toutefois qu'il existe plusieurs types de pléthysmographie.

A - LA PLETHYSMOGRAPHIE SEGMENTAIRE A MANCHETTES REMPLIES D'AIR OU D'EAU :

Très vite, la pléthysmographie est devenue la méthode standard pour estimer l'écoulement du sang périphérique chez l'homme. Bien qu'il y ait eu de nombreux raffinements dans la technique durant les 30 ou 40 dernières années, la procédure courante est encore basée essentiellement sur le système créé par SHAFFER & MOORE (1896) et par la suite adapté à la mesure sur les membres humains par HEWLETT & VAN ZWALUWENBURG (1909) (3).

Dans ce système, le membre ou une partie de celui-ci est emprisonné dans un corset rigide de telle manière que les variations de volume dans la partie enfermée provoquent des déplacements du volume correspondant du fluide remplissant l'espace entre le membre et le corset. Cet espace est rempli soit d'air, soit d'eau et est relié à un enregistreur de variation de volume.

Cette méthode est limitée dans son utilisation par un appareillage très encombrant et par des problèmes d'étanchéité et d'emprisonnement autour du membre. C'est pour ces raisons qu'a été créée la pléthysmographie électrique.

B - PLETHYSMOGRAPHIE D'IMPEDANCE ELECTRIQUE :

Ce sont les travaux de HORTON & VAN RAVENSWAY (1935) puis de BARNETT (1937-1941) et de ROSENDAL (1940) qui ont ouvert la voie à l'utilisation des méthodes électriques pour la mesure des variations de volume d'un segment corporel.

- - -

De nombreuses études ont été faites à ce sujet et spécialement par : HOLZER & POLZER en Autriche (1945) et dans un but plus particulièrement clinique par KAINDL-SCHUFRIED & POLZER à Vienne (11), NYBOER (18) et KUBICEK (13) aux U.S.A.

Cependant, la méthode n'a pas obtenu une large audience dans le domaine clinique.

La pléthysmographie permet la mesure des variations d'impédance électrique d'un segment corporel ; apportant ainsi des informations sur le comportement circulatoire local en raison de la conductivité électrique différente des vaisseaux sanguins par rapport aux tissus environnants (6).

Un courant électrique de très faible voltage, de faible intensité (0,9 mA) et surtout de fréquence électrique suffisamment élevée (100 KZ) est injecté par deux électrodes (20). Ce courant n'a donc aucune action biologique ; il franchit aisément la zone périphérique corporelle et circule essentiellement dans les vaisseaux sanguins. Deux électrodes de recueil détectent les variations d'impédance électrique en relation avec les variations de volume sanguin.

Aux fréquences utilisées, le sang peut être pratiquement considéré comme une résistance ohmique (15). De plus, sa résistance étant inférieure à celle des autres tissus de l'organisme, lorsque la quantité de sang contenue dans un organe ou un segment corporel augmente, les résistances électriques de celui-ci diminuent. Le sang présent dans ce segment se divise en deux secteurs, sang artériel et sang veineux, et les travaux effectués in vivo par DEMANGE & BOUTELIER (5) sur artère et veine séparées, montrent que les résistances du secteur veineux ne varient que très lentement et n'interviennent pas dans les phénomènes pulsatiles observés, phénomènes dus essentiellement aux pulsations artérielles.

Dans ces conditions, la variation des résistances représente uniquement les variations de volume dues au sang artériel (10).

Classiquement, un segment corporel peut être représenté par des impédances cutanées en série, avec 3 impédances profondes en parallèle :

R_s = Résistance du sang (variable)

R_t = Résistance des tissus

C_t = Capacité des tissus.

Aux fréquences que nous utilisons, la composante capacitive des tissus profonds a tendance à s'annuler. Les tissus profonds peuvent donc être représentés par une résistance fixe (R_t) en parallèle avec une résistance sanguine variable :

R_s = Résistance sanguine variable

R_t = Résistance des tissus.

La résistance de l'ensemble peut s'écrire :

$$\frac{1}{R} = \frac{1}{R_s} + \frac{1}{R_t} \quad (1)$$

Si le volume sanguin varie, R devient R' et donne : $R' = R + \Delta R$ et on peut écrire :

$$\frac{1}{R'} = \frac{1}{R + \Delta R} = \frac{1}{R'_s} + \frac{1}{R_t}$$

mais d'après (1) :

$$\frac{1}{R_t} = \frac{1}{R} - \frac{1}{R_s} \quad \text{d'où :}$$

$$\frac{1}{R + \Delta R} = \frac{1}{R'_s} + \left(\frac{1}{R} - \frac{1}{R_s} \right) \quad \text{et} \quad \frac{-\Delta R}{R(R + \Delta R)} = \frac{1}{R'_s} - \frac{1}{R_s} \quad (2)$$

Si on assimile les vaisseaux sanguins à un volume cylindrique, la résistance sera :

$$R_s = \varphi \times \frac{\text{longueur}}{\text{section}} = \varphi \frac{L}{s}$$

φ étant la résistivité du sang en ohm/cm

s la section du cylindre .

Nous pouvons écrire :

$$R_s = \varphi \frac{L}{s} \times \frac{L}{L}$$

Comme le produit $s \times L$ est le volume du cylindre :

$$R_s = \varphi \frac{L^2}{V}$$

En remplaçant R_s et R'_s par leurs valeurs $\frac{L^2}{V}$ et $\frac{L^2}{V'}$ dans (2) on obtient :

$$\Delta V' = \frac{\varphi L^2 \times \Delta R}{R (R + \Delta R)} = \frac{\varphi L^2 \times \Delta R}{R^2} = V' - V$$

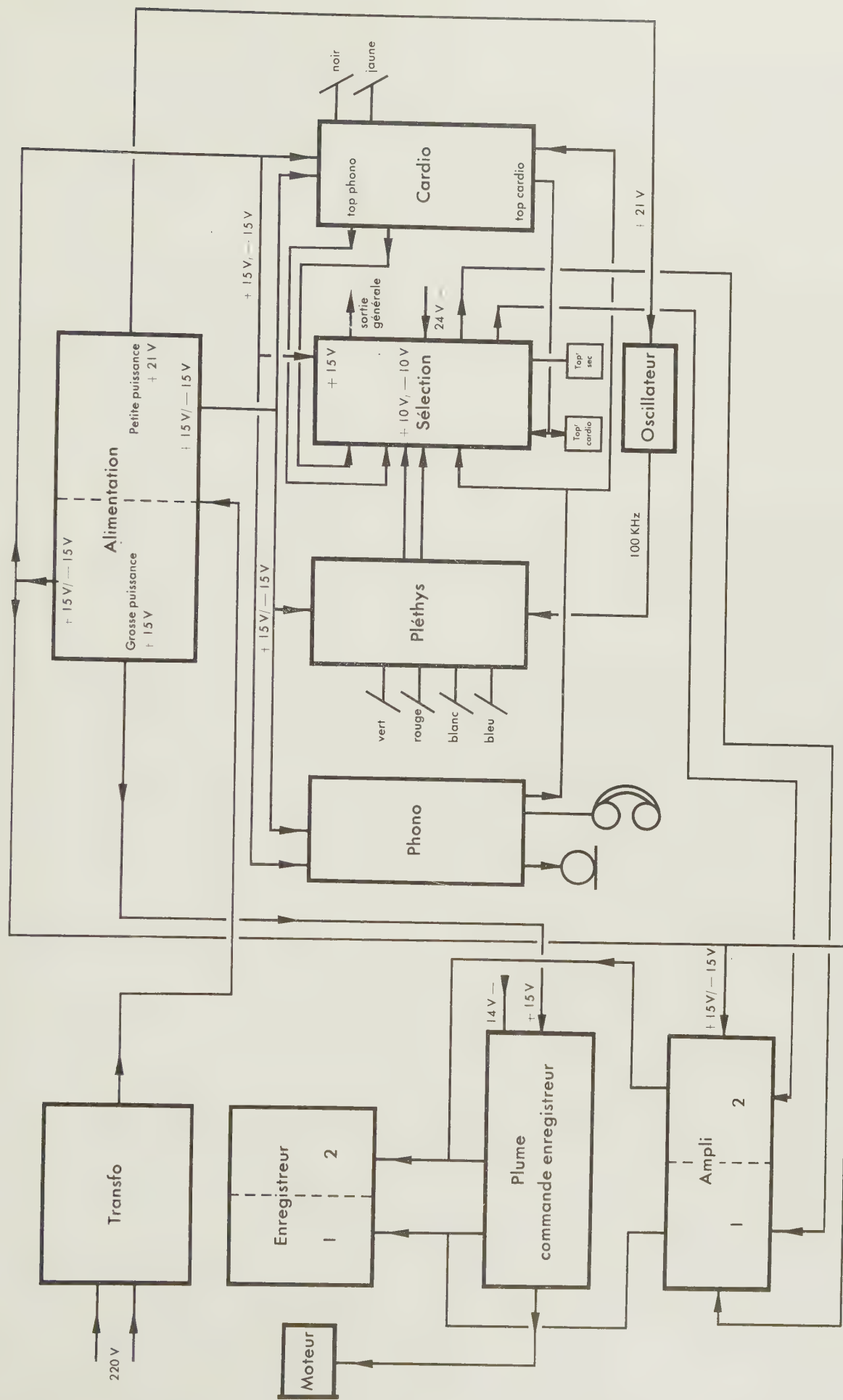
car ΔR est très petit par rapport à R^2 .

Cette formule est celle utilisée par la plupart des auteurs, en particulier NYBOER & KUBICEK.

- $\Delta V'$ étant le volume de sang éjecté par systole
- φ la résistivité ohmique du sang : 153 ohm/cm
- R^2 la résistance de base
- L la distance entre les électrodes de recueil.

Plus simplement, les premiers essais d'interprétation des courbes pléthysmographiques d'impédance électrique, utilisent uniquement un relevé graphique. On mesure en mm, la hauteur de l'ondée systolique. C'est ce moyen de dépouillement des courbes que nous retenons pour notre expérimentation car il est simple et peu soumis à des erreurs de calcul (8).

Le Pléthysmographe d'impédance électrique utilisé pour nos travaux est le Diacardyne ID 200 B construit par l'Institut Européen de recherche et d'application médicale (voir schéma électronique de l'appareil).



SCHEMA DE PRINCIPE DE L'APPAREIL

C - PLETHYSMOGRAPHIE PAR LA JAUGE DE CONTRAINTE AU MERCURE :

La jauge de contrainte au mercure permet de déduire presque exactement des variations de volume d'après des variations de périmètre observées sur les membres humains (25).

La jauge utilisée est un tube de caoutchouc de 5 cm de longueur rempli de mercure. Son principe est basé sur l'extension de ce tube de faible diamètre 0,2 à 0,5 mm ce qui provoque une diminution du diamètre de la colonne de mercure qu'il contient et par conséquent de la résistance électrique de celle-ci.

Du point de vue électrique :

une colonne de mercure contenue dans un conduit élastique voit sa résistance se modifier en fonction de son élongation. Ce changement de résistance est dû à la variation de $\frac{L}{s}$ du conduit ; (L) = longueur, (s) = section (4).

La jauge de contrainte à mercure (R_j) est incorporée dans une branche d'un pont de Wheastone ; elle est associée à une résistance étalon (R_o). L'autre branche est constituée d'une résistance variable (R_v) et d'une résistance équivalente à la résistance de base de la jauge (R_e).

Cet ensemble répond à la condition d'équilibre :

$$\frac{R_o}{R_j} = \frac{R_v}{R_e}$$

$$\text{d'où :} \quad R_j = \frac{R_o \times R_e}{R_v}$$

Par construction, la résistance de la jauge est faible (au plus quelques ohms). Le courant qui la traverse est :

$$I = \frac{U}{R_o + R_j}$$

La chute de tension dans $R_j = U \frac{R_j}{R_o + R_j}$ est proportionnelle à U .

La chute de tension dans $R_e = U \frac{R_e}{R_e + R_v}$ est proportionnelle à U .

La tension d'équilibre du pont est :

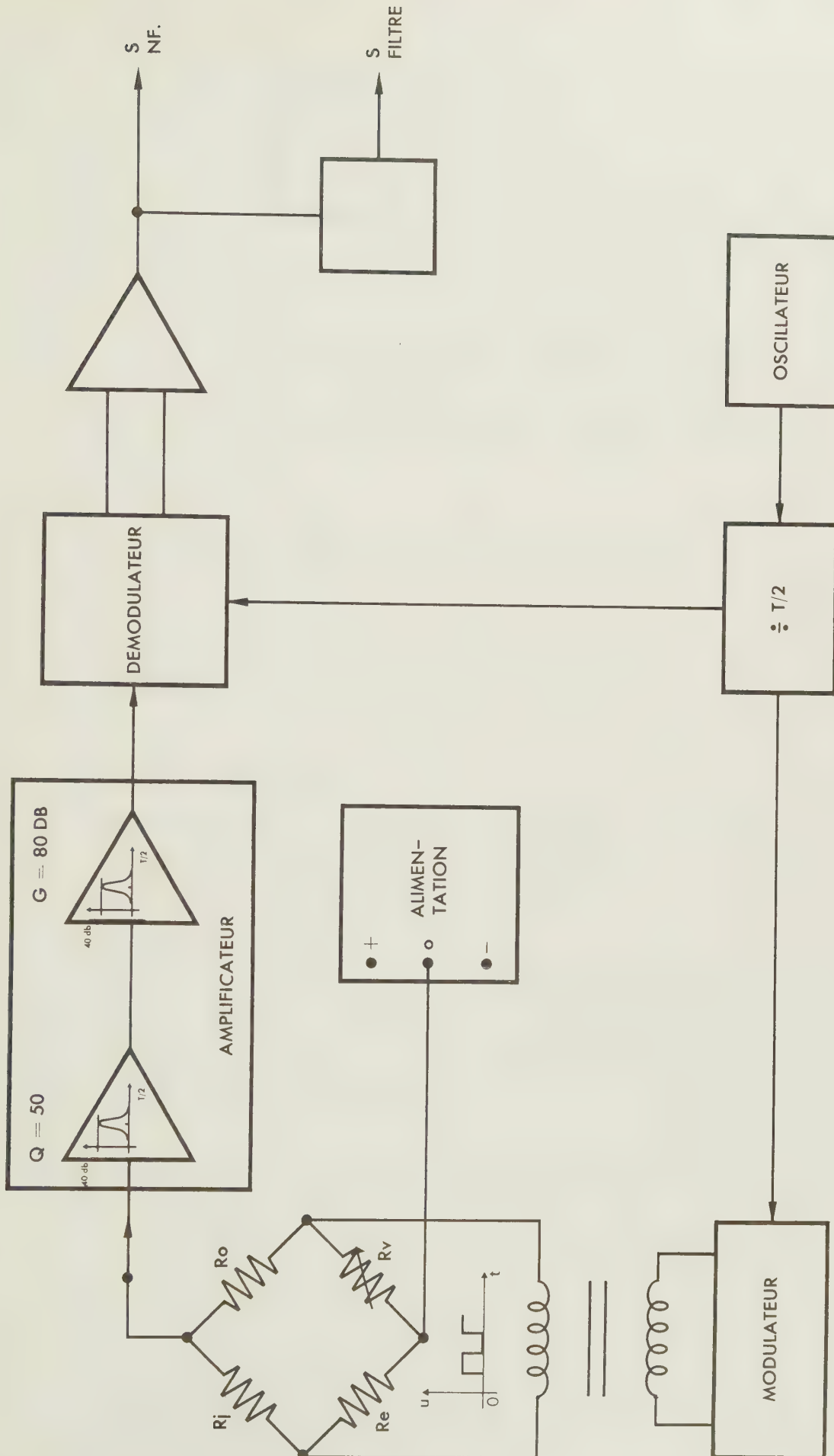
$$T = U \left(\frac{R_j}{R_o + R_j} - \frac{R_e}{R_e + R_v} \right)$$

d'où l'intérêt de prendre U grand, mais on est limité dans ce sens par la dissipation $R_j I^2 T$.

Afin de réduire la dérive qui en découle, le pont est alimenté en régime impulsionnel $\frac{T}{2}$.

Le potentiel de déséquilibre traverse un double amplificateur sélectif à la fréquence de modulation. Son gain est de 80 DB, sa surtension de 50. Il est suivi d'un démodulateur synchrone afin de restituer la phase du signal et d'un filtre passe bande qui permet d'éliminer les phénomènes oscillatoires.

L'appareil utilisé pour nos travaux est le pléthysmographe à jauge de contrainte au mercure construit par les établissements BRET électronique (cf : schéma électronique de l'appareil).



PLETHYSMOGRAPHE A JAUGE DE CONTRAINTE AU MERCURE

TECHNIQUE	DE
L'EXPERIMENTATION	

Nous disposons pour notre étude du matériel suivant :

- Diacardyne ID 200 B
- PLéthysmographe de variation de volume
- Table d'examen à bascule.

I - LA PLETHYSMOGRAPHIE D'IMPEDANCE ELECTRIQUE

A - PRINCIPE :

Analyse des variations d'impédance électrique au niveau d'un segment corporel (cf : chapitre Moyens d'étude).

B - TECHNIQUE :

Les courbes de pléthysmographie d'impédance électrique sont enregistrées sur la jambe droite à deux niveaux :

- dans le creux poplité
- sur la cheville.

Nous avons convenu d'effectuer les enregistrements graphiques après 60 mn de position couchée et 15 mn de position debout. Le sujet n'est pas manipulé puisque la table basculante nous permet de réaliser un changement passif de position.

Ainsi, nous obtenons 4 courbes pléthysmographiques

- creux poplité droit couché
- cheville droite couchée
- creux poplité droit debout
- cheville droite debout.

L'exploration est faite entre des électrodes en aluminium repérées par des couleurs différentes et délimitant le champs dans lequel on fait les



EI = électrode d'injection ER = électrode de recueil

Schéma (A) : DERIVATIONS UTILISEES

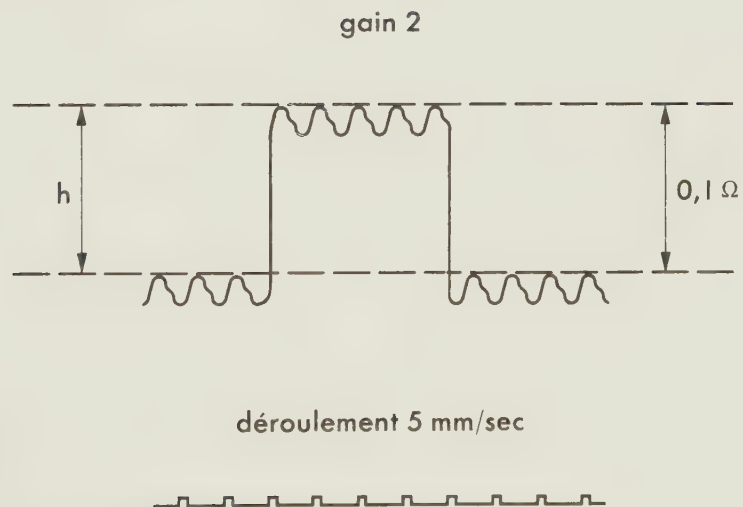


Schéma (B) : ETALONNAGE

mesures. Après avoir bien dégraissé la peau de la jambe droite avec de l'alcool, nous fixons les électrodes, préalablement enduites de pâte conductrice, à l'aide d'un morceau de sparadrap.

Les différentes dérivations que nous utilisons sont codifiées dans le schéma A. :

- l'électrode d'injection verte sur le cou de pied ; l'autre électrode d'injection bleu à mi-cuisse
- un premier jeu d'électrodes de recueil (blanc - rouge) au niveau de la cheville sur la face antérieure du tibia à ras de la malléole interne
- un deuxième jeu d'électrodes de recueil dans le creux poplité directement en regard de l'artère
- la distance entre les électrodes de recueil a été fixée arbitrairement à 1,5 cm.

Le Diacardyne est relié alors par un cable souple aux électrodes. Après un temps de chauffe nécessaire à sa stabilisation, nous procédons aux réglages des différents paramètres.

1) à l'aide du potentiomètre on équilibre l'appareil avec l'impédance de base du segment corporel examiné. Lorsque l'aiguille du galvanomètre est ramenée au zéro, on lit en direct sur le potentiomètre la valeur de l'impédance électrique R_0 .

2) le contacteur gain est placé sur la position 2 - 10 de façon arbitraire ; et tous nos enregistrements sont effectués à ces gains afin d'obtenir des courbes comparables.

3) réglage du sélecteur vitesse sur 5 mm/seconde pour l'étalonnage (schéma B) et sur 50 mm/seconde pour l'enregistrement (schéma C).

L'étalonnage de l'appareil s'effectue au gain 2 et au déroulement 5 mm/sec. ceci afin que le déséquilibre provoqué par le bouton poussoir soit de 0,1 ohm.

L'enregistrement, quant à lui, se fait au gain 10 et au déroulement 50 mm/seconde.

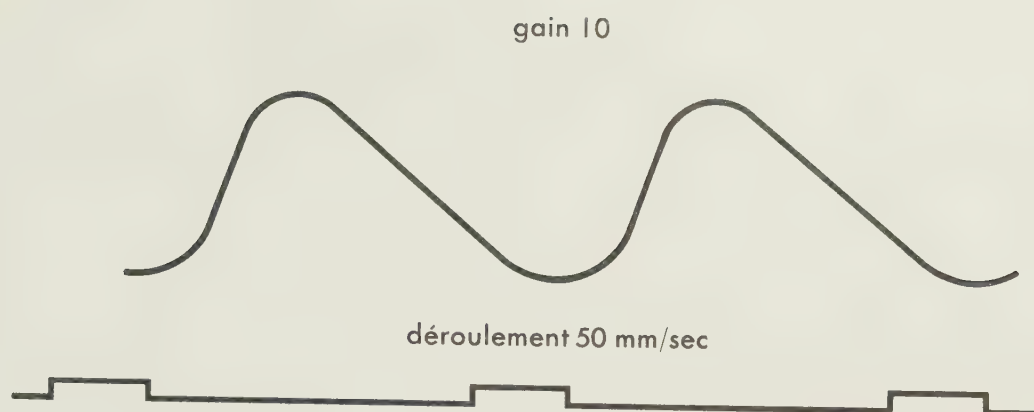


Schéma (C) : ENREGISTREMENT

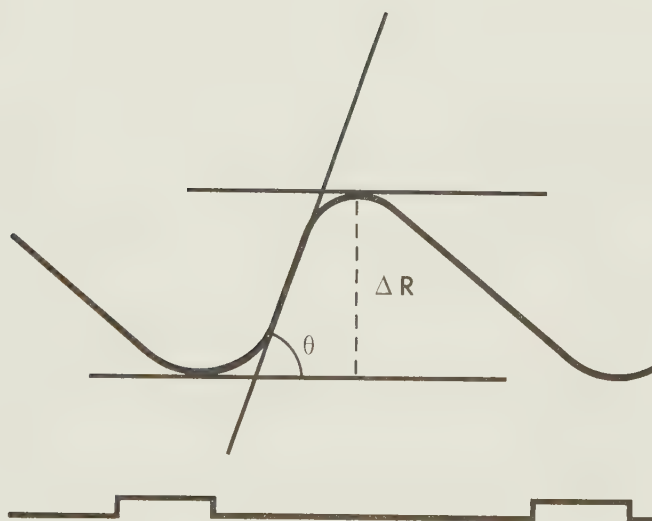


Schéma (D) : MESURE GRAPHIQUE DE ΔR ET θ

C - DEPOUILLEMENT DES COURBES :

Nous avons décidé de dépouiller toutes les courbes de la façon suivante :

1) Mesure graphique de ΔR .

A partir de l'horizontale passant par le pied de l'ondée systolique on élève la perpendiculaire qui passe par le sommet de cette ondée. ΔR est exprimé en mm et correspond à la hauteur de la perpendiculaire (schéma D).

2) Mesure graphique de θ

Avec un rapporteur, on mesure en degré, l'angle θ formé par la tangente à la pente ascendante de l'ondée systolique, et par l'horizontale passant par le pied de celle-ci (schéma D).

Pour chaque courbe, nous obtenons donc 2 paramètres ΔR et θ qui sont considérés comme étant la mesure de l'expansion artérielle.

De plus, nous avons effectué, pour un même niveau et pour chaque sujet, le rapport entre le ΔR couché et le ΔR debout, le θ couché et le θ debout. Ceci afin de vérifier si le passage en position verticale modifie les possibilités d'expansion de l'artère.

Ce qui nous donne :

- 8 paramètres	. Creux poplité droit :	$\begin{array}{l} \Delta R \text{ couché}, \theta \text{ couché} \\ \Delta R \text{ debout}, \theta \text{ debout} \end{array}$
	. Cheville droite :	$\begin{array}{l} \Delta R \text{ couché}, \theta \text{ couché} \\ \Delta R \text{ debout}, \theta \text{ debout} \end{array}$
- 4 rapports	. Creux poplité droit :	$\frac{\Delta R \text{ couché}}{\Delta R \text{ debout}} = \frac{\Delta R}{\Delta R'}$ $\frac{\theta \text{ couché}}{\theta \text{ debout}} = \frac{\theta}{\theta'}$
	. Cheville droite :	$\frac{\Delta R \text{ couché}}{\Delta R \text{ debout}} = \frac{\Delta R}{\Delta R'}$ $\frac{\theta \text{ couché}}{\theta \text{ debout}} = \frac{\theta}{\theta'}$

II - PLETHYSMOGRAPHIE PAR LA JAUGE DE CONTRAINTE AU MERCURE :

A - PRINCIPE :

Enregistrement des variations de volume du membre (cf : chapitre Moyens d'étude).

B - TECHNIQUE :

La courbe pléthysmographique obtenue avec la jauge de contrainte au mercure est enregistrée au niveau de la jambe gauche à 3,5 cm au dessus de la malléole interne.

La jauge utilisé dans notre étude a une longueur de 5 cm. Nous fixons celle-ci sur le membre en lui donnant une extension telle que l'aiguille du galvanomètre du pléthysmographe atteigne la graduation 0,25. Le galvanomètre est remis au zéro en tournant le potentiomètre.

L'enregistreur graphique marque alors les variations en plus ou en moins d'extension de la jauge de part et d'autre de la position d'équilibre zéro, et ceci durant toute l'expérience (1 h 15 mn).

Après 30 mn d'enregistrement, nous faisons une épreuve dynamique ; le brassard d'un tensiomètre est placé sur la cuisse juste au dessus du genou et gonflé à une pression de 8 mm de mercure pendant 5 mn, ceci afin de réaliser une occlusion veineuse. Une fois le brassard dégonflé, la jauge se restabilise.

Puis, après 25 mn, on dresse la table basculante pendant $\frac{1}{4}$ d'heure ; celle-ci est ensuite recouchée jusqu'à ce que le tracé soit bien stabilisé à nouveau. Alors, la manipulation est terminée.

L'enregistrement continu pendant 1 h 15 mn donne une courbe pléthysmographique **qui**, pour un sujet normal, est représentée par le schéma E.

C - DEPOUILLEMENT DE LA COURBE :

La jauge de contrainte au mercure que nous utilisons a été étalonnée par le constructeur et à partir d'une extension de 5 mm, elle donne des résultats linéaires, à savoir que :

pour une extension de 1 mm de la jauge (au-dessus de la longueur 55 mm) correspond sur l'enregistreur une déflexion de 5,6 mm

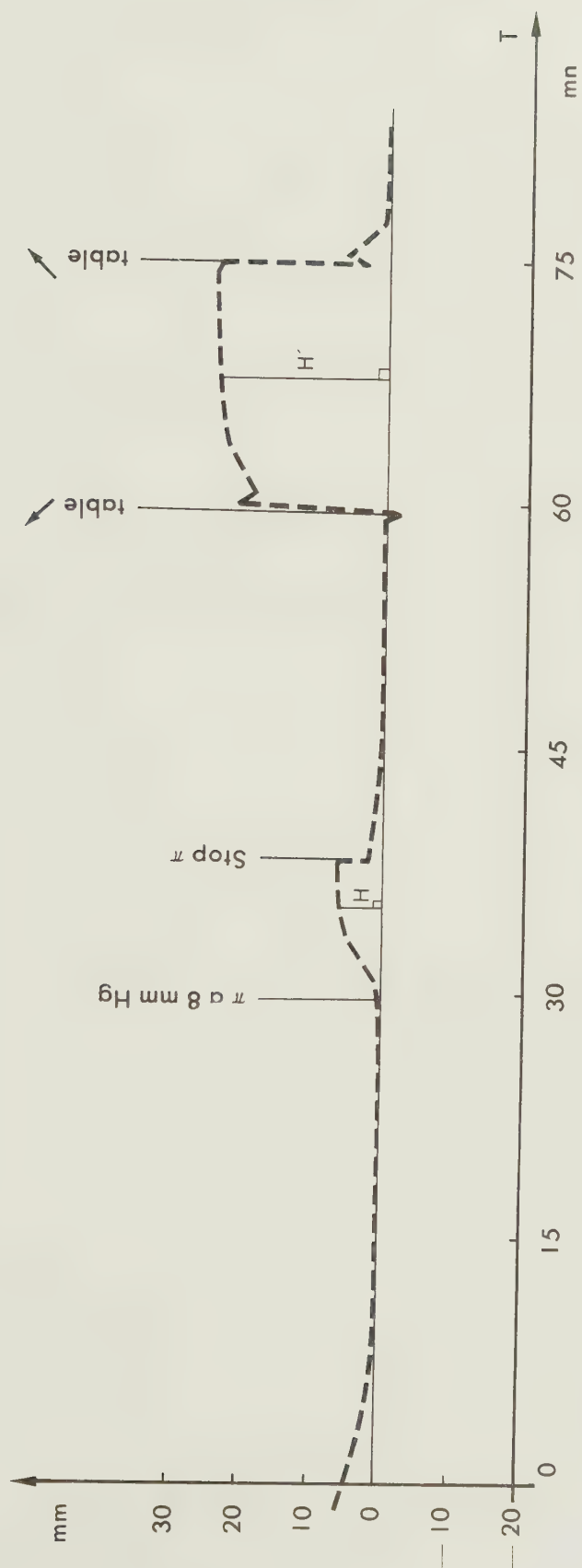


Schéma (E) : COURBE TYPE DE PLETHYSMOGRAPHIE PAR LA JAUGE DE CONTRAINTE AU MERCURE

1 mm d'extension	$\longrightarrow$	5,6 mm de déflexion
de la jauge		sur le papier

En assimilant le segment de membre sur lequel la jauge est appliquée, à un cylindre, on peut à partir d'une variation de circonférence, calculer une variation de diamètre.

Donc, nous mesurons en mm la hauteur H de la déflexion provoquée par l'occlusion veineuse ; et celle H' provoquée par la mise en position debout de la table.

Il nous reste alors à diviser ces hauteurs par 5,6 pour obtenir la variation d'extension de la jauge en mm et par $\pi = 3,14$ pour obtenir la variation correspondante de diamètre du membre.

- * -

RESULTS ET DISCUSSION

PROTOCOLE D'ETUDE

1°/ Nous avons sélectionné, pour notre étude pléthysmographique 45 sujets, que nous avons répartis en 3 groupes égaux.

1er groupe : sujets normaux

2ème groupe : sujets artéritiques

3ème groupe : sujets variqueux.

La répartition dans chacun de ces groupes a été faite après avoir inventorié, pour chaque personne, les paramètres suivants :

* sujets normaux :

- courbe oscillométrique
- palpation des pouls périphériques.

* sujets artéritiques :

- courbe oscillométrique
- palpation des pouls périphériques
- auscultation des gros troncs artériels
- appréciation de la température cutanée
- périmètre de marche
- enquête sur l'élément douloureux
- état trophique des membres

* sujets variqueux :

- étude du réseau veineux orthostatique dans le territoire de la saphène interne et de la saphène externe
- Manoeuvre de TRENDELENBOURG-BRODIE (16) le sujet est allongé, jambe en l'air, afin de vider ses varices. Un garrot comprime la racine de la cuisse. Le patient se lève alors et son réseau variqueux reste vide ; lorsque l'on décomprime progressivement le garrot, les varices se gonflent.

Nous avons pris la tension artérielle de tous les sujets et, les hypertendus ou les hypotendus ont été éliminés systématiquement de notre expérience.

2°/ Analyse des résultats :

Les différents paramètres recueillis ont été classés de la façon qui a été précisée dans le chapitre précédent.

En ce qui concerne la pléthysmographie d'impédance électrique, nous posons comme hypothèse que :

ΔR représente la mesure de l'expansion maximum de l'artère lors de chaque éjection systolique

θ représente la vitesse d'expansion des parois artérielles lors de chaque éjection systolique.

Pour la pléthysmographie par la jauge de contrainte au mercure :

H est la hauteur correspondant à l'occlusion veineuse (8 mm Hg) pendant 5 mn

H' est la hauteur correspondant au passage de la position couchée à l'orthostatisme.

3°/ Rappels de statistique (21)

a) la moyenne arithmétique se fait simplement en rapportant la somme des mesures au nombre de cas selon la formule :

$$m = \frac{\sum(x)}{N}$$

où x = valeurs individuelles des mesures

N = nombre de cas

b) la variance s'obtient en calculant la moyenne des carrés des écarts à la moyenne selon la formule :

$$v = \frac{\sum(x - m)^2}{N - 1}$$

c) l'écart-type σ est égal à la racine carré de la variance :

$$\sigma = \sqrt{v}$$

d) la comparaison de 2 moyennes pour deux échantillons n_A , n_B petits est donné par la formule :

$$t = \frac{m_A - m_B}{\sqrt{\frac{s^2}{n_A} + \frac{s^2}{n_B}}}$$

s^2 étant l'estimation supposée commune et donnée par :

$$s^2 = \frac{\sum (x - m_A)^2 + \sum (x - m_B)^2}{n_A + n_B - 2}$$

e) calcul de l'erreur standard :

$$s_m = \frac{\sigma}{\sqrt{n}}$$

n étant le nombre de sujets du groupe (ici 15)

.../...

INTERPRETATION DES RESULTATS

Nous avons mis sous forme de tableaux, les résultats des mesures calculées pour chacun des 45 sujets.

I - RESULTATS DE LA PLETHYSMOGRAPHIE D'IMPEDANCE ELECTRIQUE :

A - RAPPELS DE QUELQUES NOTIONS DE PHYSIOLOGIE ARTERIELLE

Les parois des artères sont élastiques et contractiles. Cette contractibilité permet à une artère de modifier son calibre : c'est le phénomène de vasomotricité.

Le rôle important joué par la vasomotricité est souligné par la loi de POISEUILLE (12): la résistance R d'un tube où circule un liquide est proportionnelle à la longueur du tube L, au coefficient de viscosité du liquide n et inversement proportionnelle à la puissance quatrième du rayon de section du tube r

$$R = K \frac{L \cdot n}{r^4}$$

ainsi pour de très faibles variations du rayon, les changements de résistance seront très importants et par conséquent, les modifications du gradient de pression dans ce tube seront considérables.

En outre, comme le débit D dans ce tube est proportionnel à la différence d'énergie à l'entrée et à la sortie (E) et inversement proportionnel à la résistance R.

$$D = E \frac{1}{K} \cdot \frac{r^4}{L \cdot n}$$

Il est aisé de remarquer que si la différence des pressions à l'entrée et à la sortie est maintenue constante, de faibles variations de rayon entraîneront d'importants changements de débit.

B - INTERPRETATION DES RESULTATS OBTENUS AU NIVEAU DU CREUX POPLITE $\Delta R - \Delta R'$.

Le jeu d'électrodes de recueil placé dans le creux poplité enregistre les variations de volume, donc de débit de l'artère poplitée.

ΔR représente alors la valeur de l'expansion maximum de l'artère poplitée en position couchée

L'analyse des tableaux 1, 2, 3, 4 nous montre que :

- a/ pour les 3 groupes de sujets étudiés, nous obtenons la relation suivante entre ΔR et $\Delta R'$

$$\Delta R' < \Delta R$$

ceci s'explique par le fait que les masses musculaires qui entrent en action, lorsque le sujet prend appui sur ses pieds, au moment de la manœuvre couché-debout, provoquent une gêne de l'expansion systolique de l'artère ; ce qui se traduit par une diminution importante de volume et par conséquent du débit à ce niveau.

Ce résultat est conforme à celui trouvé par ASCHKE & TRIEB (2) qui, sur une table basculante ont enregistré les variations de la pression sanguine de l'artère brachiale dans laquelle ils avaient introduit un cathéter.

- b/ ΔR artéritique $<$ ΔR normal

ce qui est dû à la perte de l'élasticité des parois artérielles de l'artéritique. Or, nous savons d'après l'expérience de MAREY que le débit rythmé est moins important dans un tube rigide que dans un tube de caoutchouc de même diamètre. Donc, le résultat ci-dessus est logique et correct.

- c/ En ce qui concerne les sujets variqueux, il y a également une différence entre :

ΔR variqueux et ΔR normal.

L'explication de cette différence n'est pas claire. On peut admettre comme explication, le fait qu'il existe, entre la moyenne d'âge des individus normaux et des variqueux, une disparité importante. En effet, les personnes normales appartiennent à une classe d'âge entre 20 et 30 ans, alors que pour les variqueux, nous avons été obligés de choisir entre 40 et 70 ans. Chez ces gens plus âgés, dont la circulation veineuse est déficiente, on peut penser que les parois artérielles commencent également à être altérées. De plus, le débit sanguin artériel est probablement diminué par la stase capillaire et veineuse qui constitue un obstacle circulatoire.

Δ R : CREUX POPLITE - Couché

Tableau n° 1

	NORMAUX	ARTERITIQUES	VARIQUEUX
1	18,43	6,83	19,3
2	17	5,91	13,5
3	16,25	15	17,25
4	17	15,2	15,2
5	25	4,2	21,2
6	13	6,8	8,2
7	17	16	18
8	14	14,8	12,5
9	22,3	12,86	23,5
10	16,5	11,87	14,25
11	15	5,34	15,2
12	45	7,5	17
13	18	9,3	18,3
14	23,14	10,12	14
15	26,5	11,15	16,3
	m = 20,27 V = 58,21 σ = 7,62	m = 10,23 V = 15,35 σ = 3,91	m = 16,24 V = 13,5 σ = 3,67

$\Delta R'$: CREUX POPLITE - Debout

Tableau n° 2

	NORMAUX	ARTERITIQUES	VARIQUEUX
1	10,25	2,75	8,62
2	10	5,3	8,25
3	7,33	6,8	9,5
4	7,5	6,2	10
5	12	3,2	13,8
6	6,5	3	5,33
7	6	14	12,75
8	5,25	8	7,75
9	12,14	5,5	14,33
10	8,5	8,5	8,75
11	6,5	3	9,4
12	8	3,2	8,5
13	20	5	7,5
14	9,5	5,3	6,8
15	10	5,5	8,75
	m = 9,27 V = 13,21 = 3,63	m = 5,55 V = 10,1 = 3,17	m = 9,33 V = 6,07 = 2,26

COMPARAISON DES DEUX MOYENNES

ΔR , $\Delta R'$: CREUX POPLITE

Tableau n° 3

	COUCHE	DEBOUT
NORMAUX	$m = 20,27 \pm 7,62$	$m = 9,27 \pm 3,63$
ARTERITIQUES	$m = 10,23 \pm 3,91$ **	$m = 5,55 \pm 3,17$ **
VARIQUEUX	$m = 16,24 \pm 3,67$ *	$m = 9,33 \pm 2,46$ NS

* significatif à 0,01 par rapport aux témoins normaux
 ** significatif à 0,001 par rapport aux témoins normaux
 NS non significatif par rapport aux témoins normaux

mm

TABLEAU N° 4 - CREUX POPLITE

 ΔR : MOYENNE ET E.S.

15

10

5

0

N

N

A

A

V

V

Tableau 4 : représentation graphique des tableaux 1, 2, 3 - variation de ΔR au niveau du creux poplité chez les sujets normaux, artéritiques, variqueux. Chaque colonne représente la moyenne des 15 mesures et l'erreur standard.



position couchée



position debout

N = NORMAUX

A = ARTERITIQUES

V = VARIQUEUX

C - INTERPRETATION DES RESULTATS OBTENUS AU NIVEAU DE LA CHEVILLE

$\Delta R - \Delta R'$

Le jeu d'électrodes de recueil placé sur la face antérieure de la cheville enregistre les variations de volume donc de débit de l'artère tibiale antérieure qui est une branche de division de l'artère poplitée.

ΔR représente alors la valeur de l'expansion maximum de l'artère tibiale antérieure en position couchée.

$\Delta R'$ a la même signification mais en position debout.

L'analyse des tableaux 5, 6, 7, 8 nous montre que :

- a/ les 3 constatations que nous avons faites au niveau du creux poplité sont également à faire au niveau de la cheville à savoir :

$$\Delta R' < \Delta R$$

$$\Delta R \text{ artéritique} < \Delta R \text{ normal}$$

$$\Delta R \text{ variqueux} \simeq \Delta R \text{ normal}$$

- b/

$$\Delta R \text{ cheville} < \Delta R \text{ creux poplité}$$
$$\Delta R' \text{ cheville} < \Delta R' \text{ creux poplité}$$

Ceci s'explique aisément si l'on tient compte des 2 faits suivants :

- il existe une différence de potentiel énergétique entre le creux poplité et la cheville qui correspond à la perte de charge

- la différence entre le débit dans l'artère poplitée et le débit dans la tibiale antérieure est due à la dérivation, d'une partie de ce sang, par les collatérales jusqu'aux masses musculaires de la jambe.

.../...

Δ R : CHEVILLE - Couché

Tableau n° 5

	NORMAUX	ARTERITIQUES	VARIQUEUX
1	18,25	9,33	14,4
2	17,6	6,58	14,4
3	11	8,75	16,9
4	15	14,6	11,5
5	32	4	15
6	10	4,2	9,75
7	15	8,75	16,5
8	13,5	6,5	7,8
9	17,5	7,91	8,75
10	14,33	6,5	8,5
11	16,5	3,5	18,6
12	11	4,5	14,2
13	16	12,5	9,4
14	14,75	7,85	10
15	19,5	7,5	12,4
	m = 16,12	m = 7,53	m = 12,54
	v = 57,42	v = 9,21	v = 11,57
	σ = 7,57	σ = 3,03	σ = 3,44

Δ R': CHEVILLE - Debout

Tableau n° 6

	NORMAUX	ARTERITIQUES	VARIQUEUX
1.	12,5	6,2	8,25
2	10	5,2	6,7
3	8,5	7,2	11
4	10	7,5	8,33
5	17	2,5	9,25
6	5,5	3	7,2
7	8	7,33	13,33
8	7,5	4,5	5,5
9	12,85	4,75	5,8
10	8,5	4,5	6,2
11	9	2,5	10
12	5	2,8	10,25
13	9	9,2	7
14	8	5	6,33
15	7,75	4,5	7
	m = 9,27	m = 5,11	m = 8,14
	V = 9,07	V = 6,07	V = 4,64
	σ = 3,01	σ = 2,46	σ = 2,15

COMPARAISON DES DEUX MOYENNES

$\Delta R, \Delta R'$: CHEVILLE

Tableau n° 7

	COUCHE	DEBOUT
NORMAUX	$m = 16,12 \pm 7,57$	$m = 9,27 \pm 3,01$
ARTERITIQUES	$m = 7,53 \pm 3,03$ **	$m = 5,11 \pm 2,46$ **
VARIQUEUX	$m = 12,54 \pm 3,44$ NS	$m = 8,14 \pm 2,15$ NS

** significatif à 0,001 par rapport aux témoins normaux
 NS non significatif par rapport aux témoins normaux

TABLEAU N° 8 - CHEVILLE

ΔR : MOYENNE ET E.S.

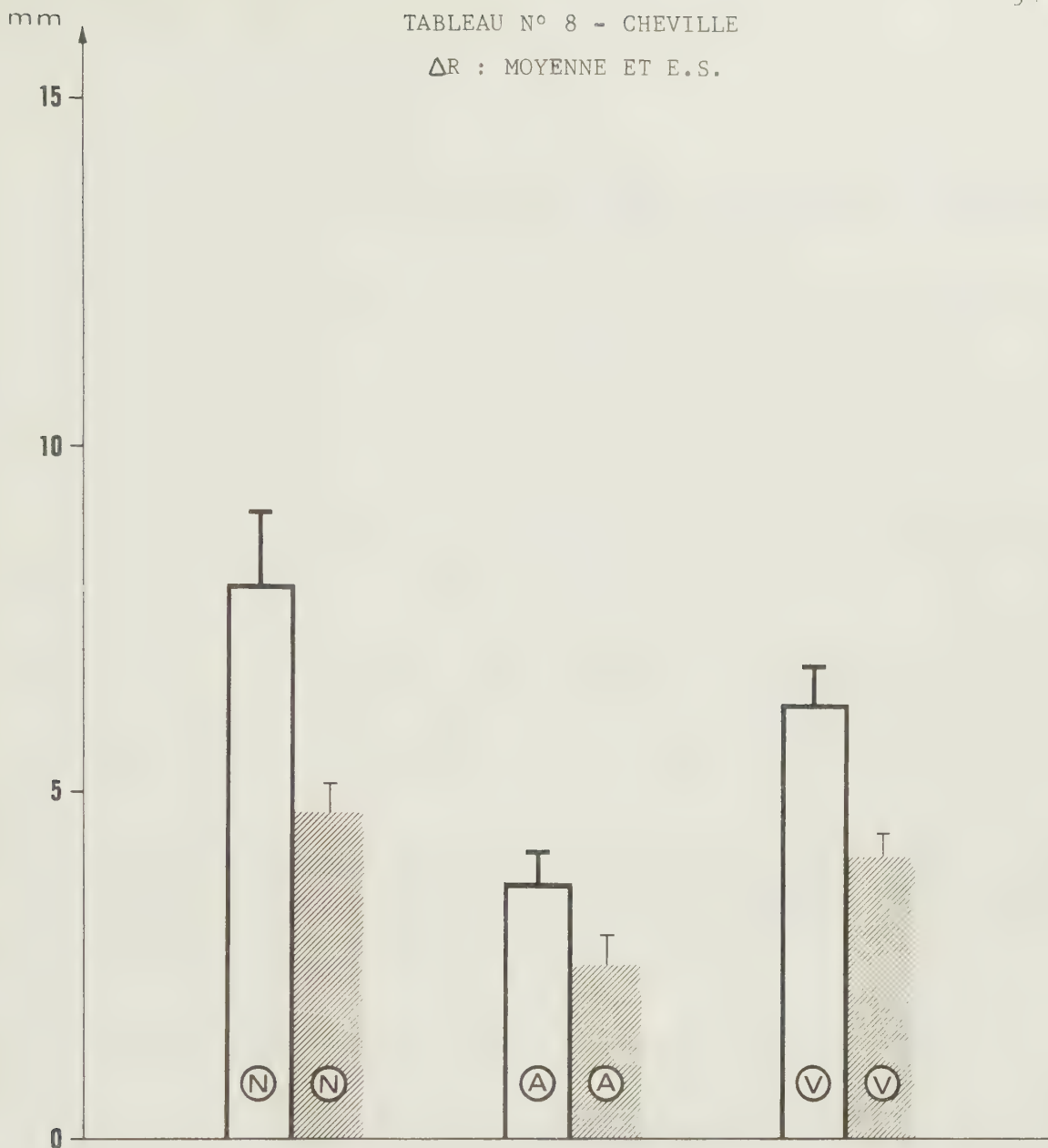


Tableau 8 : représentation graphique des tableaux 5, 6, 7 - variation de ΔR au niveau de la cheville chez les sujets normaux, artéritiques et variqueux. Chaque colonne représente la moyenne des 15 mesures et l'erreur standard.

 position couchée
 position debout

N = NORMAUX
 A = ARTERITIQUES
 V = VARIQUEUX

D - INTERPRETATION DU RAPPORT $\frac{\Delta R}{\Delta R'}$: CREUX POPLITE - CHEVILLE

Ce rapport représente la variation d'expansion de l'artère lors du passage couché-debout.

L'analyse des tableaux 9, 10, 11, 12 nous montre que :

- a/ le rapport est peu différent d'un groupe à l'autre, de sujets. Ceci tient au fait que les conditions du passage couché-debout sont les mêmes pour chaque personne étudié ce qui nous donne une action de l'énergie gravifique identique pour tous.

La légère différence que nous constatons entre le rapport $\frac{\Delta R}{\Delta R'}$ normal et le rapport $\frac{\Delta R}{\Delta R'}$ artéritique est due à la diminution de l'élasticité des parois artérielles.

De même, la légère différence entre le rapport $\frac{\Delta R}{\Delta R'}$ normal et $\frac{\Delta R}{\Delta R'}$ variqueux est due à l'action de freinage qu'exerce le mauvais retour veineux sur la circulation artérielle.

- b/ le rapport est différent suivant le niveau considéré

$$\frac{\Delta R}{\Delta R'} \text{ cheville} \qquad \frac{\Delta R}{\Delta R'} \text{ creux poplité}$$

Nous rappelons simplement ici, que ceci est dû à la diminution du diamètre des artères et donc à la diminution du débit qui les traverse.

.../...

$$\frac{\Delta R}{\Delta R'} : \text{CREUX POPLITE}$$

Tableau n° 9

	NORMAUX	ARTERITIQUES	VARIQUEUX
1	2,66	2,84	2,23
2	2,54	1,11	1,63
3	2,17	2,2	1,81
4	1,88	2,45	1,52
5	1,72	1,73	1,53
6	2,21	2,23	1,54
7	1,7	1,14	1,41
8	2,65	1,85	1,61
9	2,08	2,34	1,63
10	2,2	1,39	1,62
11	2,25	1,78	1,61
12	1,95	2,34	2
13	1,9	1,86	2,44
14	2	1,91	2,05
15	2,68	2,09	1,86
	$m = 2,17$ $V = 0,11$ $\sigma = 0,33$	$m = 1,95$ $V = 0,22$ $\sigma = 0,47$	$m = 1,76$ $V = 0,08$ $\sigma = 0,28$

$$\frac{\Delta R}{\Delta R'} : \text{CHEVILLE}$$

Tableau n° 10

	NORMAUX	ARTERITIQUES	VARIQUEUX
1	1,8	1,5	1,74
2	1,83	1,26	2,15
3	1,88	1,21	1,53
4	1,82	1,9	1,38
5	2,2	1,6	1,62
6	1,45	1,4	1,35
7	1,3	1,19	1,23
8	1,76	1,44	1,41
9	2,5	1,66	1,50
10	1,88	1,44	1,37
11	1,5	1,4	1,86
12	1,77	1,6	1,38
13	1,84	1,35	1,34
14	1,37	1,57	1,56
15	1,68	1,66	1,77
	$m = 1,772$ $V = 0,094$ $\sigma = 0,306$	$m = 1,47$ $V = 0,034$ $\sigma = 0,185$	$m = 1,546$ $m = 0,055$ $\sigma = 0,236$

COMPARAISON DES DEUX MOYENNES

$$\frac{\Delta R}{\Delta R'} : \text{CREUX POPLITE - CHEVILLE}$$

Tableau n° 11

	CREUX POPLITE	CHEVILLE
NORMAUX	$m = 2,17 \pm 0,33$	$m = 1,77 \pm 0,30$
ARTERITIQUES	$m = 1,95 \pm 0,47$ *	$m = 1,47 \pm 0,18$ **
VARICUEUX	$m = 1,76 \pm 0,28$ **	$m = 1,54 \pm 0,23$ *

* significatif à 0,01 par rapport aux témoins normaux

** significatif à 0,001 par rapport aux témoins normaux



Tableau 12 : représentation graphique des tableaux 9, 10, 11 - variation du rapport $\frac{\Delta R}{\Delta R'}$ au niveau du creux poplité et de la

cheville, chez les gens normaux, artéritiques et variqueux. Chaque colonne représente la moyenne des 15 mesures et l'erreur standard.

 position couchée
 position debout

N = NORMAUX
A = ARTERITIQUES
V = VARIQUEUX

E - INTERPRETATION DES RESULTATS AU NIVEAU DU CREUX POPLITE - θ , θ'

Nous avons émis à titre d'hypothèse que l'angle θ traduit la vitesse d'expansion des parois artérielles lors de chaque éjection systolique.

Donc θ représente la vitesse d'expansion des parois de l'artère poplitée en position couchée.

θ' a la même signification mais en position debout.

L'analyse des tableaux 13, 14, 15, 16 nous montre que :

- a/ dans les affections artérielles, la vitesse d'expansion des parois diminue par rapport à la vitesse d'expansion des parois des sujets normaux. Ceci est dû à la perte de l'élasticité des artères.

- b/ dans les affections variqueuses, cette vitesse est sensiblement égale à celle des sujets normaux ; quoique légèrement diminuée. L'interprétation en est la même que celle que nous avons donné pour le $\Delta R - \Delta R'$ au niveau du creux poplité paragraphe C.

Nous remarquons que pour un même niveau, le raisonnement suivant se trouve vérifié sur le plan physiologique :

A une augmentation de θ correspond une augmentation proportionnelle du ΔR ; et inversement, à une diminution de θ correspond une diminution proportionnelle du ΔR .

.... / ...

σ : CREUX POPLITE - Couché

Tableau n° 13

	NORMAUX	ARTERITIQUES	VARIQUEUX
1	73,7	49,66	76,6
2	74,5	50,66	68,25
3	70,25	71	71,8
4	75,75	68,2	71,25
5	77	38	74,25
6	62	48	67
7	73	68	72,5
8	67	64	67
9	77,7	64,33	70,25
10	77	67,2	85
11	71	29,74	62,25
12	71	27,33	85
13	82,25	58,2	63
14	73,5	68	68,5
15	77	48,5	73,33
	m = 73,5 V = 30,64 σ = 5,53	m = 54,72 V = 207,28 σ = 14,39	m = 71,46 V = 6,92 σ = 2,63

θ' : CREUX POPLITE - Debout

Tableau n° 14

	NORMAUX	ARTERITIQUES	VARIQUEUX
1	64	30	68
2	67	44,2	62,6
3	59,5	48,6	57,33
4	62	38	64,25
5	70	30	71,33
6	50	32	55
7	52,4	64,5	70,5
8	47	59,5	62
9	72,17	45	74,2
10	61,4	63	55
11	50	24	63,8
12	64,25	24,2	61
13	73	48	61,5
14	65,6	57,33	56,2
15	63,66	39	62
	m = 61,46 V = 67,14 σ = 8,19	m = 43,15 V = 188,64 σ = 13,73	m = 62,93 V = 37 σ = 6,08

COMPARAISON DES DEUX MOYENNES

θ, θ' : CREUX POPLITE

Tableau n° 15

	COUCHE	DEBOUT
NORMAUX	$m = 73,5 \pm 5,53$	$m = 61,46 \pm 8,19$
ARTERITIQUES	$m = 54,72 \pm 14,39$ **	$m = 43,15 \pm 13,73$ **
VARIQUEUX	$m = 71,46 \pm 2,63$ NS	$m = 62,93 \pm 6,08$ NS

** significatif à 0,001 par rapport aux témoins normaux
 NS non significatif par rapport aux témoins normaux



Tableau 16 : représentation graphique des tableaux 13, 14, 15 - variation de θ au niveau du creux poplité chez les gens normaux, artéritiques et variqueux. Chaque colonne représente la moyenne des 15 mesures et l'erreur standard.

position couchée
 position debout

N = NORMAUX
 A = ARTERITIQUES
 V = VARIQUEUX

Echelle 1/3

F - INTERPRETATION DES RESULTATS AU NIVEAU DE LA CHEVILLE θ - θ'

θ représente la vitesse d'expansion des parois de l'artère tibiale antérieure en position couchée.

θ' a la même signification mais en position debout.

L'analyse des tableaux 17, 18, 19, 20 nous montre que :

- a/ les constatations faites pour le creux poplité sont applicables au niveau de la cheville

- b/ θ cheville $<$ θ creux poplité } chez l'artéritique
 θ' cheville $<$ θ' creux poplité }

ce qui est dû à la constatation anatomique suivante : dans les artérites, les artères distales sont plus précocément et plus sévèrement atteintes (23).

- c/ nous avons un tassement des valeurs couché-debout très important pour nos trois groupes de sujets étudiés. Nous expliquons cela en disant que l'artère tibiale antérieure est une artère de petit calibre dont les parois subissent peu les variations de vitesse d'expansion.

G - INTERPRETATION DU RAPPORT $\frac{\theta}{\theta'}$: CREUX POPLITE - CHEVILLE

Les résultats obtenus sont non significatifs (cf tableau n° 23).

Ce qui est logique puisque l'écart entre nos valeurs est trop faible mais aussi parce que les vitesses sont fonction de la force d'éjection systolique du coeur et de la propriété élastique des parois artérielles. Nous voyons donc qu'ici le changement de position couché-debout intervient d'une façon négligeable.

.../...

θ : CHEVILLE - Couché

Tableau n° 17

	NORMAUX	ARTERITIQUES	VARIQUEUX
1	77	54,16	74,75
2	75	54,83	74,50
3	69,5	64,25	72,25
4	74	58,2	71
5	83	45,2	76,37
6	64,8	38	62,5
7	72	57	77,25
8	68	42,5	60,5
9	78,5	56,08	67,25
10	77,33	57,2	51,75
11	76	27,33	78,5
12	58,5	42,5	74,33
13	76	51	68
14	71,75	53,4	63,8
15	78,4	46,5	70,25
	$m = 73,31$ $V = 45$ $\sigma = 6,76$	$m = 49,87$ $V = 133$ $\sigma = 11,56$	$m = 69,5$ $V = 55,28$ $\sigma = 1,43$

θ' : CHEVILLE - Debout

Tableau n° 18

	NORMAUX	ARTERITIQUES	VARIQUEUX
1	75	53,6	68,12
2	68,5	37,5	67,9
3	68	60	56,33
4	71	38	68
5	78	36,5	73,75
6	54	26	59
7	66	48,5	74
8	55	37,2	58
9	77	37	54,33
10	69,33	54,5	47,5
11	28	24,2	72,5
12	48,33	40,3	71
13	68	45,2	61
14	67,2	48,5	58
15	63,8	34	67,5
	$m = 63,81$ $V = 240$ $\sigma = 15,5$	$m = 41,4$ $V = 99,57$ $\sigma = 9,97$	$m = 63,8$ $V = 59,71$ $\sigma = 7,72$

COMPARAISON DES DEUX MOYENNES

ϕ, ϕ' : CHEVILLE

Tableau n° 19

	COUCHE	DEBOUT
NORMAUX	$m = 73,31 \pm 6,76$	$m = 63,81 \pm 15,5$
ARTERITIQUES	$m = 49,87 \pm 11,56$ **	$m = 41,4 \pm 9,97$ **
VARIOUEUX	$m = 69,5 \pm 1,43$ NS	$m = 63,8 \pm 7,72$ NS

** significatif à 0,001 par rapport aux témoins normaux
 NS non significatif par rapport aux témoins normaux.



Tableau 20 : représentation graphique des tableaux 17, 18, 19 - variation de θ' au niveau de la cheville chez les sujets normaux, artéritiques et variqueux. Chaque colonne représente la moyenne des 15 mesures et l'erreur standard.

position couchée
 position debout

N = NORMAUX
 A = ARTERITIQUES
 V = VARIQUEUX

Echelle 1/3

$$\frac{\theta}{\theta'} : \text{CREUX POPLITE}$$

Tableau n° 21

	NORMAUX	ARTERITIQUES	VARIOUEUX
1	1,42	1,65	1,12
2	1,4	1,14	1,09
3	1,38	1,46	1,25
4	1,24	1,65	1,10
5	1,1	1,27	1,04
6	1,15	1,5	1,21
7	1,1	1	1,02
8	1,11	1,07	1,13
9	1,20	1,42	1,05
10	1,1	1,06	1,13
11	1,22	1,23	1,16
12	1,12	1,12	1,14
13	1,12	1,21	1,20
14	1,07	1,19	1,21
15	1,25	1,24	1,18
	m = 1,199 V = 0,014 $\sigma = 0,118$	m = 1,28 V = 0,039 $\sigma = 0,19$	m = 1,13 V = 0,01 $\sigma = 0,1$

$\frac{\theta}{\theta'}$: CHEVILLE

Tableau n° 22

	NORMAUX	ARTERITIOQUES	VARIQUEUX
1	1,23	1,01	1,09
2	2,7	1,46	1,97
3	1,09	1,07	1,28
4	1,2	1,61	1,04
5	1,21	1,23	1,03
6	1,02	1,4	1,06
7	1,02	1,17	1,04
8	1,09	1,14	1,04
9	1,22	1,51	1,23
10	1,06	1,05	1,09
11	1,04	1,12	1,08
12	1,11	1,05	1,04
13	1,07	1,13	1,11
14	1,02	1,10	1,1
15	1,14	1,36	1,04
	$m = 1,215$ $V = 0,021$ $\sigma = 0,267$	$m = 1,22$ $V = 0,032$ $\sigma = 0,18$	$m = 1,14$ $V = 0,053$ $\sigma = 0,23$

COMPARAISON DES DEUX MOYENNES

$$\frac{\theta}{\theta'} : \text{CREUX POPLITE - CHEVILLE}$$

Tableau n° 23

	CREUX POPLITE	CHEVILLE
NORMAUX	$m = 1,19 \pm 0,11$	$m = 1,21 \pm 0,26$
ARTERITIQUES	$m = 1,28 \pm 0,19$ NS	$m = 1,22 \pm 0,18$ NS
VARICOUEUX	$m = 1,13 \pm 0,10$ NS	$m = 1,14 \pm 0,23$ NS

NS non significatif par rapport aux témoins normaux

mm

TABLEAU N° 24 - CREUX POPLITE - CHEVILLE

$$\frac{\theta}{\theta'} : \text{MOYENNE ET E.S.}$$

15

10

NON SIGNIFICATIF

5

0

N

N

A

A

V

V

Tableau 24 : représentation graphique des tableaux 21, 22, 23 -
variation du rapport $\frac{\theta}{\theta'}$ au niveau du creux poplité et de la

cheville chez les sujets normaux, artéritiques et variqueux.
Chaque colonne représente la moyenne des 15 mesures et l'erreur
standard.



position couchée



position debout

N = NORMAUX

A = ARTERITIQUES

V = VARIQUEUX

II - RESULTATS DE LA PLETHYSMOGRAPHIE PAR LA JAUGE DE CONTRAINTE AU MERCURE :

La jauge de contrainte au mercure enregistre les variations de volume des vaisseaux capacitifs c'est-à-dire des veines.

Nous savons que les veines ont des parois élastiques et que leur distensibilité est très grande, de sorte qu'une faible variation de pression détermine une variation de volume très importante.

A - ANALYSE DU TABLEAU n° 25

Lorsque nous comprimons, en position couchée, la veine poplitée avec le brassard d'un tensiomètre gonflé à la pression de 8 mm de mercure, nous provoquons une diminution importante du calibre de celle-ci et par conséquent une augmentation de la résistance à l'écoulement du sang ce qui se traduit par une augmentation de volume du système veineux en amont.

Pour le sujet normal, cette augmentation de volume n'est pas très importante car les processus de régulation physiologique veineux entrent en jeu immédiatement.

Chez l'artéritique, cette augmentation est encore plus faible que chez le sujet normal ; car le débit artériel périphérique étant diminué, le retour veineux l'est également.

A l'opposé, chez le variqueux, nous enregistrons une importante augmentation de volume qui correspond à la stase provoquée par la compression et qui intéresse chez ce sujet à circulation veineuse défaillante, non seulement le réseau superficiel, mais aussi, le réseau profond et les communicantes.

B - ANALYSE DU TABLEAU n° 26

Il nous montre que lorsque nous réalisons le changement passif de position, à l'aide de la table basculante, l'augmentation de volume des veines est plus importante que dans le cas précédent et ceci pour les trois groupes étudiés, car l'hyperpression veineuse réalisée par l'orthostatisme est bien supérieure à celle que nous créons en faisant l'occlusion veineuse.

Chez l'individu normal, le passage couché-debout, rapide et passif, provoque des modifications importantes de la circulation veineuse, (le poids de la colonne sanguine intervient immédiatement). Alors, la régulation se fait par l'intermédiaire des valvules veineuses et par l'augmentation de la pression extra-vasculaire que provoque la mise en action des muscles de la jambe lorsque le sujet prend appui sur ses pieds. Cela a pour effet de diminuer l'augmentation de volume des veines qui reste malgré tout importante.

Chez l'individu artéritique, celle-ci est encore plus faible que chez l'individu normal car aux phénomènes ci-dessus s'ajoute la diminution du débit artériel et par conséquent du débit veineux.

Quant au sujet variqueux, il en va tout autrement. Ses veines sont altérées et dilatées en permanence, ses valvules sont insuffisantes, sa circulation veineuse a ses réseaux inversés (19).

Alors, l'orthostatisme provoque une hypertension veineuse au niveau du réseau superficiel et une stase très importante. Ce qui se traduit sur le papier par une grande déflexion de la jauge de contrainte au mercure, montrant une fuite vers les tissus interstitiels du liquide plasmatique.

H

Tableau n° 25

	NORMAUX	ARTERITIQUES	VARIOUEUX
1	5	3,5	9
2	7,5	4,5	9,5
3	7,5	4,5	10,5
4	7	6	8,25
5	5	4,5	10
6	5,5	3,5	9
7	6,5	3	10
8	7	4	11,5
9	7	4	7,5
10	8	4	7
11	8	2	7
12	10	3,5	8
13	7	5	8
14	6	4,5	11
15	10	3,5	7
	$m = 6,53$ $V = 11$ $\sigma = 3,31$	$m = 4$ $V = 0,66$ $\sigma = 0,81$	$m = 8,88$ $V = 2,21$ $\sigma = 1,48$

H'

Tableau n° 26

	NORMAUX	ARTERITIQUES	VARIQUEUX
1	14	6	15
2	14,5	7	28,75
3	16	6,5	19
4	10	10	16
5	13	6	14
6	12	8	15
7	16	7	21,5
8	15	7,5	19
9	18	7	19
10	13	5,5	18
11	17	3,5	19,5
12	18	6	20,5
13	13	8,5	15,5
14	16	5	27
15	15	5,5	16
	$m = 14,7$ $V = 6,14$ $\sigma = 2,47$	$m = 6,6$ $V = 2,35$ $\sigma = 1,53$	$m = 18,9$ $V = 20$ $\sigma = 4,5$

COMPARAISON DES DEUX MOYENNES

$$H - H'$$

Tableau n° 27

	H	H'
NORMAUX	$m = 6,53 \pm 3,31$	$m = 14,7 \pm 2,47$
ARTERITIOUES	$m = 4 \pm 0,81$ *	$m = 6,6 \pm 1,53$ **
VARIOUEUX	$m = 8,88 \pm 1,48$ *	$m = 18,9 \pm 4,5$ **

* significatif à 0,01 par rapport aux témoins normaux
 ** significatif à 0,001 par rapport aux témoins normaux

mm

TABLEAU N° 28 - H , H' : MOYENNE et E.S.



Tableau 28 : représentation graphique des tableaux 25, 26, 27 -
 - traduit : 1er : la variation de volume du membre couché lors
 de l'occlusion veineuse (8 mm Hg, pendant 5 mn)
 hauteur H des sujets normaux, artéritiques et
 variqueux .

2ème: la variation de volume du membre lors du pas-
 sage couché - debout - hauteur H' des sujets
 normaux, artéritiques et variqueux.

 position couchée
 position debout

N = NORMAUX
 A = ARTERITIQUES
 V = VARIQUEUX

DISCUSSION

D'après les résultats très significatifs que nous avons obtenus, nous pouvons dire que ces deux types de pléthysmographie sont des moyens d'exploration très intéressants et très valables pour l'étude de la vascularisation périphérique.

La pléthysmographie d'impédance électrique nous renseigne sur les variations du débit artériel, alors que la pléthysmographie par la jauge de contrainte au mercure nous renseigne sur les variations de volume des veines et du liquide interstitiel. Leurs résultats bien que différents sont complémentaires et non contradictoires.

Certes, toutes les critiques faites à juste titre aux diverses méthodes pléthysmographiques, sont encore applicables ici, à savoir :

1°/ l'enregistrement en regard du vaisseau ne tient pas compte de l'interposition des masses musculaires et liquidiennes. Ce qui se traduit par une erreur dans la mesure du débit.

2°/ sur les tracés de pléthysmographie d'impédance électrique, il est difficile de repérer le pied de l'ondée systolique. De plus, il existe une incertitude sur le tracé de la tangente à la pente ascendante de l'ondée systolique.

Cependant, il n'en demeure pas moins vrai, que si le tracé pléthysmographique ne nous fournit pas la valeur exacte du débit artériel, il nous donne quand même une variation fort correcte de ce débit.

Tout au long de cette expérimentation, nous avons remarqué que :

- en position couchée, la courbe pléthysmographique est chez les sujets normaux et variqueux ample, régulière et bien profilée. Par contre, chez les individus artéritiques, l'amplitude est nettement diminuée, mais le tracé reste toujours régulier et bien profilé.

- en position orthostatique, la courbe est écrasée, souvent réduite à de simples ondulations. Son tracé est difficile à saisir étant donné la grande instabilité que provoquent les mouvements respiratoires.

La pléthysmographie par la jauge de contrainte au mercure est une bonne technique d'exploration du débit veineux. Son utilisation est simple, et les résultats qu'elle nous donne sont fiables car le dépouillement des courbes est facile.

Donc, comme MERLEN & GOGET (17), nous pensons que la pléthysmographie est un excellent moyen de diagnostic. Dans l'état actuel des choses, il ne faut pas lui en demander plus et certainement pas de nous donner une valeur exacte du débit.

Elle ne peut nous en fournir qu'une image évocatrice dont la valeur est indiscutable pour qui en a l'habitude.

CONCLUSIONS

Au début de notre travail, nous nous étions fixé comme objectif : l'étude de la vascularisation de la jambe par la pléthysmographie. (Pléthysmographie d'impédance électrique - pléthysmographie par la jauge de contrainte au mercure).

Au terme de notre étude, il nous est possible d'affirmer que :

1°/ La pléthysmographie d'impédance électrique est un excellent moyen d'exploration de la circulation artérielle

2°/ La pléthysmographie par la jauge de contrainte au mercure explore de façon très satisfaisante la circulation veineuse

3°/ Ces deux techniques sont facilement utilisables sur n'importe quel sujet puisqu'elles ne nécessitent que la mise en place d'électrodes sur le membre ; ce qui nous permet de les répéter aussi souvent qu'il est nécessaire.

L'application de ces deux moyens à la pathologie périphérique nous a montré que dans tous les cas d'artérite oblitérante des membres inférieurs, la variation du débit artériel est diminuée. De plus, la pléthysmographie d'impédance électrique nous permet d'avoir une idée du niveau de l'oblitération et surtout de mesurer le degré de celle-ci de façon moins traumatisante que les méthodes classiques (essentiellement artériographie). A ce titre, nous pensons qu'elle permet de suivre facilement l'évolution de la maladie et l'action éventuelle du traitement médical.

.../...

De même, chez tous nos sujets porteurs de varices, l'utilisation conjointe de la pléthysmographie d'impédance électrique et de la pléthysmographie par la jauge de contrainte au mercure, nous permet de faire la part des altérations artérielles éventuelles et des troubles veineux proprement dits.

De plus, nous mesurons de façon objective la fuite liquidienne vers les tissus ce qui nous permet en fait d'explorer la physiopathologie du liquide interstitiel chez ces malades.

Là aussi, la pléthysmographie par la jauge de contrainte au mercure apporte aux méthodes classiques d'exploration de la circulation veineuse un complément non négligeable puisqu'elle permet d'évaluer le retentissement tissulaire des troubles de la circulation de retour.

Ainsi, les effets des traitements médicaux et chirurgicaux des troubles variqueux pourraient être mesurés ; car le fait que nous ayons pu enregistrer des variations du diamètre de la cheville chez les sujets normaux, montre que la pléthysmographie veineuse est une méthode d'investigation très fine qui rend compte des variations pathologiques à un stade précoce et inaccessible aux moyens de diagnostic classiques.

Ces techniques pléthysmographiques nous semblent donc être dignes d'intérêt puisqu'elles nous apportent incontestablement une amélioration de nos possibilités de diagnostic dans les affections vasculaires des membres inférieurs, mais surtout dans l'évaluation exacte des troubles fonctionnels.

B I B L I O G R A P H I E

- 1 - AMBROSI (C) - Cristaux liquides et thermométrie cutanée. Gazette Médicale de France, 1972, 79, 4623-4628.
- 2 - ASCHKE (J), TRIEB (G), NUSSER (E) - Die Dynamische Labilität der Blutdruck-regulation und ihre therapeutische Beeinflussung. Muench. Méd. Wochensehr., 1972, 114, 97-102.
- 3 - BARKEY (K), ADAM (W) - Eine Methode zur Messung von Druckvolumendiagrammen am Bein. Arch. Klin. exp., 1965, 22, 423-425.
- 4 - BRET (M) - Pléthysmographie par la jauge de contrainte au Mercure : Documentation Technique. Communication personnelle des Etablissements BRET Electronique, Castres, 1974.
- 5 - DEMANGE (J), COLIN (J), BOUTELIER (C) - Mesure du débit cardiaque chez l'homme par voie externe. J. de Physio. PARIS, 1968, 60, 499.
- 6 - DEMANGE (J), VETTES (B) - Pléthysmographie électrique, possibilité d'utilisation dans les études ergonomiques appliquées aux armées. Revue du Corps de Santé, 1972, 13, 185-187.
- 7 - DI ROBERTI (F), MAGGI (G) - La Thermographia cutanea a cristalli liquidi micro-encapsulati. Rivista trimestrale di chirurgia generale e specialistica. Milano, 1970, 15, 3-8.
- 8 - GOUGEROT (L), MONZEIN (P) - Etude critique de diverses méthodes de mesure des variations d'impédance des tissus profonds. Ann. Phys. Bio. et Méd. Paris, 1970, 4, 199.
- 9 - HODARA (M), GUERIN (F) - Pathologie vasculaire périphérique. Gazette Médicale de France, 1974, 81, 1497-1513.
- 10 - I.E.R.A.M. - Pléthysmographie d'impédance électrique : documentation technique. Communication personnelle de l'Institut Européen de Recherche et d'Applications Médicales, Paris, 1973.
- 11 - KAINDL (F), POLZER (K), SCHUFRIED (F) - Mehrfach und differential rheographie. Ges. F. Kreislaufforsch, 1956, 21, 451-454.
- 12 - KAYSER (Ch.), - Physiologie. Editions Médicales Flammarion. Paris, 1970, 3, 420-421.
- 13 - KUBICEK (W.G.), PATTERSON (R.P.), WITSOE (D.A.) - Impédance cardiography. Ann. N. Y. Acad. Sc. USA., 1970, 170, 724-732.
- 14 - LEB (A), - Péripheral ischaemia as the basis of point disease. J. Radio, 1972, 25, 135-140.
- 15 - LESEUR (R) - Pléthysmographie électrique, sang, contribution à l'étude des méthodes de mesure du débit sanguin. Maison Alfort, 1967, thèse de Médecine Vétérinaire n° 94.

- 16 - MANUILA (A), MANUILA (L), NICOLE (M), LAMBERT H) - Dictionnaire français de Médecine et de Biologie. Masson et Cie, 1971, 2, 744.
- 17 - MERLEN (J.F.), GOGET (J), BENOIT (M) - Pléthysmographie et biopsie digitales : moyens de diagnostic du terrain de Raynaud. Revue de Méd. Lille, 1974, 30, 2013.
- 18 - NYBOER (J) - Pulse volume and flow indicis devied from segmental electrical impedance charasteristic. Cor et Vasa, 1962, 81, 182-193.
- 19 - PERLEMUTER (L), OBRASKA (P), QUEVAUVILLIERS (J) - Dictionnaire pratique de thérapeutique Médicale. Masson & Cie, Paris, 1971.
- 20 - REVERCHON (F) - Pléthysmographie. Les méthodes de mesure des débits sanguins, à propos d'un nouveau pléthysmographe. Paris, 1956, thèse de médecine n° 948.
- 21 - SCHWARTZ (D) - Méthodes statistiques à l'usage des Médecins et des Biologistes. Editions médicales Flammarion, Paris, 1970.
- 22 - TRICOIRE (J) - La thermographie en plaque : technique nouvelle d'utilisation des cristaux liquides. Entretiens de Bichat (Médecine), Paris, 9 X 71.
- 23 - VALLERY-RADOT (JL PASTEUR), HAMBURGER (J), LHERMITTE (F) - Pathologie médicale. Editions médicales Flammarion, 1960, 1, 294-300.
- 24 - VOGLER (E) - Angiographische Beiträge zur Entstschung von Gefässerkrankungen und Druckblutungstörungen unter besonderer Berücksichtigung der Terminalen Strembahn. Fatsch. Geb. Röntgenstrahlen, 1954, 78, 479.
- 25 - VOGLER (E), GOLLMANN (G) - The signifiante of the terminal circulation in the development of vascular disease and distribuanse of blood flow : radiographic studies. Angiology, 1955, 41, 540-555.
- 26 - WITNEY (J) - The measurement of volume changes in human limbs. J. Physio., 1953, 1, 29.

P L A N

	page
- INTRODUCTION	1
- MOYENS D'ETUDE	
* Moyens cliniques simples.....	3
* Moyens d'exploration circulatoire sanglants.....	5
* Moyens techniques externes.....	6
- TECHNIQUES DE L'EXPERIMENTATION	
* La pléthysmographie d'impédance électrique.....	14
* La pléthysmographie par la jauge de contrainte au mercure.....	19
- RESULTATS ET DISCUSSION	
* Protocole d'étude.....	22
* Interprétation des résultats	
. résultats de la pléthysmographie d'impédance électrique.....	25
. résultats de la pléthysmographie par la jauge de contrainte au mercure.....	55
* Discussion.....	61
- CONCLUSIONS	63
- BIBLIOGRAPHIE	65

